



⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Patentschrift
⑩ DE 40 32 471 C 2

⑤ Int. Cl.⁶:
A 61 B 17/39

⑲ Aktenzeichen: P 40 32 471.0-35
⑳ Anmeldetag: 12. 10. 90
㉑ Offenlegungstag: 16. 4. 92
㉒ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 8. 2. 97

DE 40 32 471 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦③ Patentinhaber:

Delma elektro- und medizinische Apparatebau
GmbH, 78532 Tuttlingen, DE

⑦④ Vertreter:

Manitz, Finsterwald & Partner, 80538 München

⑦② Erfinder:

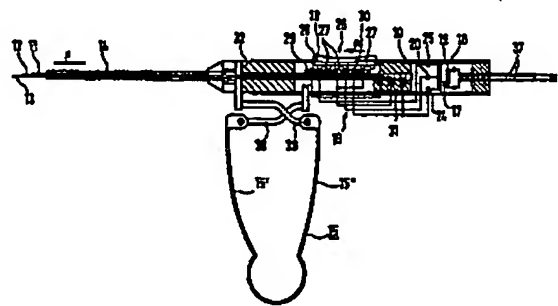
Roos, Eberhard, 7200 Tuttlingen, DE

⑥① Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 34 09 944 C2
DE 27 34 847 C2
US 44 18 692

⑤④ Elektrochirurgische Vorrichtung

⑤⑤ Elektrochirurgische Vorrichtung zur wahlweisen bipolaren Koagulation oder Gewebstrennung mit einem länglichen Instrumentengehäuse (10), an dem ein Führungsrohr (14) für drei darin gegeneinander isoliert montierte Kontaktstangen (11, 12, 13) angeordnet ist, wobei zwei der Kontaktstangen (11, 12, 13) mit ihren freien Enden als Koagulationselektroden (22, 23) und die dritte, insbesondere die mittlere (11) als Schneidelektrode (21) dient, die mittels einer Betätigungsvorrichtung (15) auf die beiden Koagulationselektroden (22, 23) zu oder hindurch bewegbar ist, und mit einer Schaltvorrichtung (18), mit deren Hilfe in einer ersten Schaltstellung ein für die bipolare Koagulation geeigneter HF-Strom an die Koagulationselektroden (22, 23) anlegbar ist und in einer zweiten Schaltstellung die Koagulationselektroden (22, 23) parallel geschaltet sind, während an die Schneidelektrode (21) eine für die Gewebstrennung geeignete Spannung anlegbar ist.



DE 40 32 471 C 2

Die Erfindung betrifft eine elektrochirurgische Vorrichtung zur wahlweisen bipolaren Koagulation oder Gewebetrennung.

In der Gynäkologie werden bereits seit längerer Zeit chirurgische Eingriffe im Unterbauch ohne Öffnen des Abdomens mit Hilfe von Endoskopen durchgeführt, die durch die Bauchdecke eingeführt werden. Bei einfacheren gynäkologischen Untersuchungen kann der Zugang zum Operationsfeld auch durch die Vagina erfolgen. In letzter Zeit werden auch in der Allgemeinchirurgie Methoden entwickelt, bei denen der operative Eingriff mit Hilfe von Endoskopen vorgenommen wird.

Dabei kommt insbesondere für die Koagulation von Eileitern, zur Adhäsolyse (Lösung von Verwachsungen zwischen den Unterbauchorganen), zur Blutstillung bei laparoskopischer Appendektomie und laparoskopischer Cholecystektomie oder Cholecystomie vorzugsweise elektrochirurgische Technik mit Hochfrequenzstrom zur Anwendung.

Wegen der unübersichtlichen Stromleitverhältnisse im Unterbauch wird dabei zumindest für die Durchführung von Koagulationen die bipolare Methode bevorzugt, wofür es geeignete elektrochirurgische Vorrichtungen bzw. Instrumente gibt (US 4 418 692; DE 27 34 847 C2). Falls jedoch Gewebetrennungen durchgeführt werden sollen, müssen im allgemeinen monopolare Instrumente in Form von Schlingen-, Nadel- oder Hakenelektroden verwendet werden (DE 34 09 944 C2). Dazu ist es nötig, gegebenenfalls bipolare Koagulationszangen gegen entsprechende monopolare Schneideelektroden auszuwechseln, wozu ein bei chirurgischen Eingriffen unerwünscht großer Zeitaufwand erforderlich ist.

Hiervon ausgehend liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine elektrochirurgische Vorrichtung zu schaffen, die wahlweise zur Koagulation und zur Gewebetrennung einsetzbar ist, ohne daß ein zeitaufwendiger Elektrodenwechsel erforderlich wäre.

Dieses Problem wird mit einer elektrochirurgischen Vorrichtung nach dem Patentanspruch 1 gelöst.

Durch die erfindungsgemäß vorgesehenen Elektroden, von denen zwei als Koagulationselektroden bzw. Neutralelektroden für die Gewebetrennung und die dritte als Schneidelektrode für die Gewebetrennung ausgebildet sind, und die Schaltvorrichtung zum Umschalten von Koagulations-Betrieb auf Schneid-Betrieb wird auf überraschend einfache Weise erreicht, daß die elektrochirurgische Vorrichtung sowohl zum bipolaren Koagulieren als auch zum bipolaren Schneiden eingesetzt werden kann, ohne daß ein Austausch der Elektroden erforderlich ist.

Dabei wird mit der vorliegenden Erfindung insbesondere der Vorteil erreicht, daß der Chirurg während einer Operation, bei der eine Gewebetrennung erforderlich ist, das zu schneidende Gewebe im Schnittbereich zunächst koagulieren kann, bevor er es durchtrennt, so daß die in der Schneidzone liegenden Blutgefäße verschlossen sind, bevor der Elektroschnitt ausgeführt wird, so daß praktisch keine Blutung auftritt.

Der Grundgedanke der vorliegenden Erfindung ist also darin zu sehen, daß zwei nebeneinander liegenden Elektroden eine dritte so gegenüber angeordnet ist, daß ein zu koagulierendes oder zu schneidendes Gewebe zangenartig zwischen den Elektroden eingeklemmt werden kann und daß durch eine entsprechende Beschaltung der Elektroden die mittels einer Schaltvor-

richtung umschaltbar ist, zwischen einem Koagulations-Betrieb und einem Schneid-Betrieb gewählt werden kann.

Eine erste praktische Ausgestaltung der Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß zur wahlweisen bipolaren Koagulation oder Gewebstrennung mit einem länglichen Instrumentengehäuse, an dem ein Führungsrohr für drei darin gegeneinander isoliert montierte Kontaktstangen angeordnet ist, wobei zwei der Kontaktstangen mit ihren freien Enden als Koagulationselektroden und die mittlere als Schneidelektrode dient, die mittels einer Betätigungsvorrichtung auf die beiden Koagulationselektroden zu oder hindurch bewegbar ist, und mit einer Schaltvorrichtung, mit deren Hilfe in einer ersten Schaltstellung ein für die bipolare Koagulation geeigneter HF-Strom an die Koagulationselektroden anlegbar ist und in einer zweiten Schaltstellung die Koagulationselektroden parallel geschaltet sind, während an die Schneidelektrode eine für die Gewebetrennung geeignete Spannung anlegbar ist.

Durch die erfindungsgemäße Anordnung des HF-Übertragers im Handgriff wird es ermöglicht, daß die für die bipolare Koagulation als auch für das bipolare Schneiden benötigten HF-Spannungen über nur zwei Zuleitungen von außen der elektrochirurgischen Vorrichtung zugeführt werden können.

Eine vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung ist im Anspruch 3 beschrieben.

Um die Umschaltung zwischen Koagulations- und Schneid-Betrieb auch während eines chirurgischen Eingriffs möglichst einfach zu gestalten, ist die Ausgestaltung der Erfindung nach Anspruch 4 vorgesehen.

Weitere praktische Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Ansprüchen 5 bis 12 beschrieben.

Hierbei ist es insbesondere von Vorteil, daß die zangenartige Bewegung zwischen der Schneidelektrode und den Koagulationselektroden mittels der die entsprechenden Kontaktstangen umgebenden Führungsrohre erfolgt, wobei durch die spezielle Ausgestaltung der Schneidelektrode die Axialbewegung des Führungsrohres in eine radiale, zangenartige Bewegung der Schneidelektrode übersetzt wird.

Um beim Einklemmen von Gewebe zwischen den Elektroden Kurzschlüsse zu vermeiden wird in besonders vorteilhafter Weise eine isolierte Ausbiegung der Schneidelektrode verwendet, die zwischen die Koagulationselektroden einführbar ist und auf diese Weise als Abstandshalter dient.

In den Ansprüchen 13 bis 15 sind vorteilhafte Abmessungen für die Elektroden angegeben, die einen störungsfreien und sicheren Betrieb gewährleisten.

Die Erfindung wird beispielsweise anhand der Zeichnung näher erläutert in dieser zeigt:

Fig. 1 eine schematische teilweise geschnittene Darstellung einer erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung,

Fig. 2 eine vergrößerte teilweise geschnittene perspektivische Darstellung des vorderen Abschnitts der elektrochirurgischen Vorrichtung nach Fig. 1,

Fig. 3 eine schematische Darstellung des Stromflusses bei einer bipolaren Koagulation,

Fig. 4 eine schematische Darstellung des Stromflusses beim bipolaren Schneiden,

Fig. 5 eine schematische Darstellung der Leistungscharakteristik für bipolare Koagulation und

Fig. 6 eine schematische Darstellung der Leistungscharakteristik für bipolares Schneiden.

Fig. 1 zeigt schematisch eine erfindungsgemäße elek-

trochirurgische Vorrichtung mit einem rohrförmigen Instrumentengehäuse 10, in dem eine Schaltvorrichtung 16 und ein Gleitstück 32 angeordnet ist. An dem Gleitstück 32, das axial verschiebbar im Instrumentengehäuse 10 angeordnet ist, ist ein Führungsrohr 14 aufgeschraubt. Durch das Führungsrohr 14 und das Gleitstück 32 erstrecken sich Kontaktstangen 11, 12, 13 hindurch, die — wie in Fig. 2 dargestellt — an ihren vorderen Enden eine obere Schneidelektrode 21 und untere Koagulationselektroden 22, 23 tragen, die hakenförmig abgebogen sein können. Mit ihren hinteren Enden sind die Kontaktstangen 11, 12, 13 in einem mit dem Instrumentengehäuse 10 fest verbundenen Kontaktklemmstück 31 so angeordnet, daß sie fest an dem Instrumentengehäuse gehalten sind und daß sie mit den Kontakten einer Schaltplatine 29 elektrisch verbunden sind.

Die Schaltplatine 29 ist teil der Schaltvorrichtung 16, die einen Übertrager 17 umfaßt, dessen Primärwicklung 18 über Leitungen 37 mit einem nicht dargestellten elektrochirurgischen Hochfrequenzgerät verbunden ist. Die Sekundärwicklung 19 des Übertrager 17 weist einen Mittelabgriff 20 auf und ist mit diesem sowie mit ihrem Anfang 24 und ihrem Ende 25 mit den Kontakten der Schaltplatine 29 verbunden.

Die Schaltplatine 29 bildet zusammen mit einem Kontaktfedern 27 tragenden Schaltschieber 28 einen Schalter 26 der zum Umschalten zwischen Koagulations- und Schneid-Betrieb dient.

Nimmt der Schaltschieber 28 des Schalters 26 die in Fig. 1 dargestellte Stellung ein, so ist der Anfang 24 der Sekundärwicklung 19 des HF-Übertragers 17 mit der Kontaktstange 13 verbunden, während ihr Mittelabgriff 20 an die Kontaktstange 12 angelegt ist. Bei dieser, für die bipolare Koagulation bestimmten Schalterstellung, ist die Kontaktstange 11 vom Ende 25 der Sekundärwicklung 19 elektrisch getrennt.

Wird der Schaltschieber 28 in Richtung des Pfeiles P nach vorne in seine, dem Schneid-Betrieb zugeordnete Schalterstellung verschoben, so wird die Schneidelektrode 21 tragende Kontaktstange 11 mit dem Ende 25 der Sekundärwicklung des HF-Übertragers 17 verbunden. Außerdem wird die Kontaktstange 12 ebenso wie die Kontaktstange 13 mit dem Anfang 24 der Sekundärwicklung 19 verbunden.

Wie in Fig. 2 dargestellt, ist in das vordere, freie Ende des Führungsrohrs 14 eine Führungshülse 41 eingesetzt, in der ein Isolierstück 33 in axial verschiebbaren Gleitsitz angeordnet ist. Durch das Isolierstück 33 erstrecken sich die Kontaktstangen 11, 12, 13 hindurch und sind mit diesem axial fest verbunden, so daß das Isolierstück 33 den erforderlichen Abstand zwischen den Kontaktstangen im Führungsrohr 14 sicherstellt.

Die Kontaktstange 11 trägt an ihrem aus dem Isolierstück 33 und dem Führungsrohr 14 herausragende Ende die Schneidelektrode 21 und weist zunächst einen nach oben abgebogenen Abschnitt 36 auf der in eine nach unten gerichtete Ausbiegung 34 übergeht, von der die Schneidelektrode 11 schräg nach oben in Bezug auf die durch die Kontaktstangen 12, 13 bzw. die Koagulationselektroden 22, 23 festgelegte Ebene.

Über die Ausbiegung 34 und den nach oben abgebogenen Abschnitt 36 der Kontaktstange 11 ist ein Isolierschlauch 35 gezogen, so daß die Ausbiegung 34 als Abstandshalter zwischen den Koagulationselektroden 22, 23 wirkt, wenn die Schneidelektrode 21 durch das in Richtung des Pfeiles F nach vorne geschobene Führungsrohr 14 in Richtung des Pfeiles A nach unten zangenartig auf die Koagulationselektroden 22, 23 zube-

wegt wird.

Für die Verschiebung des Führungsrohrs 14 gegenüber den Elektroden 21, 22, 23 ist eine Betätigungsvorrichtung vorgesehen, die als Federhandgriff 15 ausgebildet ist. Der Federhandgriff 15 ist mit einem ersten Schenkel 15' über eine Verbindungsstange 38 mit dem Instrumentengehäuse 10 verbunden, während ein zweiter Schenkel 15'' über eine Verbindungsstange 39 an dem das Führungsrohr 14 tragenden Gleitstück 32 angeordnet ist. Der Federhandgriff 15 ist dabei mit seinen Schenkeln 15', 15'' und den Verbindungsstangen 38, 39 so angeordnet, daß der vordere Schenkel 15' bei einem Zusammendrücken des Federhandgriffs 15 zusammen mit dem Instrumentengehäuse 10 und damit mit den Elektroden 21, 22, 23 festgehalten wird, während die Verschiebung des zweiten, hinteren Schenkels 15'' nach vorne über das Gleitstück 32 eine Verschiebung des Führungsrohrs 14 in Richtung des Pfeiles F bewirkt.

Die Funktionsweise der beschriebenen elektrochirurgischen Vorrichtung wird unter Bezugnahme auf Fig. 3 zunächst für den Vorgang einer bipolaren Koagulation beschrieben.

Für die Durchführung einer Koagulation befindet sich der Schiebeschalter 9 in der in Fig. 1 dargestellten Stellung, so daß die Kontaktstange 12 und damit die eine Koagulationselektrode 22 mit dem Mittelabgriff 20 und die andere Kontaktstange 13 bzw. Koagulationselektrode 23 mit dem Anfang der Sekundärwicklung des HF-Übertragers 17 verbunden ist. Das Übersetzungsverhältnis von Primärwicklung 18 zum Abschnitt der Sekundärwicklung zwischen Anfang 24 und Mittelabgriff 20 beträgt dabei vorzugsweise etwa 1 : 1, so daß die an der Primärwicklung 18 anliegende HF-Spannung in etwa an den Koagulationselektroden anliegt, deren Durchmesser im Vergleich zum Durchmesser der Schneidelektrode mindestens doppelt so groß, vorzugsweise jedoch dreimal so groß oder größer ist.

Wie in Fig. 3 dargestellt, wird nun das zu koagulierende Gewebe 40 zwischen den Koagulationselektroden 22, 23 und der Schneidelektrode 21, die elektrisch frei ist, eingeklemmt. Hierzu wird der Federhandgriff 15 nur teilweise zusammengedrückt, so daß das Führungsrohr 14 nur soweit vorgeschoben wird, daß die Schneidelektrode 21 gerade eine zangenartige Haltefunktion ausführt.

Wird nun der HF-Strom mittels eines entsprechenden HF-Gerätes eingeschaltet, so ergibt sich zwischen den Koagulationselektroden 22, 23 die durch die punktierten Stromlinien dargestellte Stromflußzone im Gewebe 40, in der sich bei genügend hohem Stromfluß die zur Koagulation notwendige elektrische Verlustwärme bildet.

Hierbei ist zu berücksichtigen, daß die Leistungscharakteristik des aus den Koagulationselektroden 22, 23, dem dazwischen geklemmten Gewebe 40 und dem Wicklungsabschnitt der Sekundärwicklung zwischen ihrem Anfang 24 und dem Mittelabgriff 20 bestehende Hochfrequenzstromkreis niederohmig sein muß, damit bei fortschreitender Koagulation und der damit verbundenen Austrocknung und Widerstandserhöhung des Gewebes der Stromfluß gegen 0 geht, so daß am Übergang von den Koagulationselektroden 22, 23 zum Gewebe 40 keine Funken entstehen können. Bei Funkenbildung würde sich auf den Koagulationselektroden 22, 23 eine isolierende Kruste aus angetrocknetem Blut und/oder Sekret bilden, wodurch die Elektroden für eine zweite Koagulation unbrauchbar würden.

Eine entsprechende niederohmige Leistungscharakteristik für die Koagulation ist als Kurve K in Fig. 5

dargestellt, wo auf der Abszisse die Lastimpedanz in Ohm dargestellt ist, während auf der Ordinate die Leistung abgetragen ist.

Soll mit der beschriebenen elektrochirurgischen Vorrichtung geschnitten werden, so wird zunächst der Schiebesealter 28 in Richtung des Pfeiles P nach vorne geschoben, wodurch die Schneideelektrode 21 über die Kontaktstange 11 mit dem Ende 25 der Sekundärwicklung 19 des HF-Übertragers 17 verbunden wird. Gleichzeitig werden dabei beide Koagulationselektroden 22, 23 mit dem Anfang 24 der Sekundärwicklung 19 verbunden.

Zum Schneiden wird nun das zu durchtrennende Gewebe wiederum zwischen den Koagulationselektroden 22, 23 und der Schneideelektrode 21 eingeklemmt, wie in Fig. 4 dargestellt. Da der Durchmesser der Schneideelektrode 21 gegenüber den Koagulationselektroden 22, 23, die beim dipolaren Schneiden als Neutralelektroden dienen, sehr viel geringer ist, ist die beim Stromübergang von der Schneideelektrode 21 auf das Gewebe 40 gebildete Stromdichte mehrfach höher als an den Kontaktflächen der Koagulationselektroden 22, 23, so daß die dadurch im Gewebe 40 gebildete Verlustwärme im Bereich der Schneideelektrode 21 so hoch wird, daß die Gewebszellen durch Dampfentwicklung aufgesprengt werden und sich das Gewebe dort teilt.

Durch den mittels des Federhandgriffs 15 über das Führungsrohr 14 auf die Schneideelektrode 21 ausgeübten Federdruck wird das zwischen den Elektroden 21, 22, 23 eingeklemmte Gewebe 40 durchgeschnitten. Dabei wird durch Öffnen und Schließen des Federhandgriffs 15 die Kontaktstange 11 in auf- und abgehende Bewegungen versetzt, so daß der Operateur ähnlich wie mit einer Schere durch das Gewebe schneiden kann.

Dabei ist die erfindungsgemäß vorgesehene Schaltvorrichtung zum Umschalten zwischen Koagulation und Schneiden besonders vorteilhaft, da es hierdurch ermöglicht wird, vor dem beschriebenen Schneidvorgang entsprechend Fig. 3 eine Koagulation entsprechend Fig. 2 durchzuführen, so daß die in der Schneidzone liegenden Blutgefäße verschlossen sind und der Elektroschnitt dann keine Blutung verursachen kann.

Für eine einwandfreie Gewebstrennung ist es erforderlich, daß die Leistungscharakteristik des aus der Schneideelektrode 21, den Koagulationselektroden 22, 23, dem dazwischen geklemmten Gewebe 40 und der Sekundärwicklung 19 des HF-Übertragers 17 bestehende Hochfrequenzstromkreis hochohmig ist, damit bei den zu erwartenden Lastimpedanzen von etwa 300 Ohm bis 600 Ohm die zum Schneiden nötige Hochfrequenzleistung zur Verfügung steht. Zum zügigen Schneiden beträgt diese Leistung etwa 50 Watt. Damit ergibt sich bei einer angenommenen Lastimpedanz von 500 Ohm eine Spannung von 160 Volt, die von der gesamten Sekundärwicklung 19 des Übertragers 17 erzeugt wird. Diese erhöhte Spannung gewährleistet auch dann einen Stromfluß durch das Gewebe, wenn die Schneideelektrode 11 verkrustet bzw. verzundert ist, was beim Schneiden nicht vermieden werden kann.

Eine für eine Gewebstrennung geeignete Leistungscharakteristik ist als Kurve S in Fig. 6 dargestellt. Dabei ist entsprechend Fig. 5 die Lastimpedanz auf der Abszisse und die Leistung auf der Ordinate abgetragen.

An den als Neutralelektroden für das bipolare Schneiden dienenden Koagulationselektroden 22, 23 kann es beim Schneiden weder zu einer Funkenbildung noch zu einem Schneideffekt kommen, da infolge des wesentlich größeren Durchmessers dieser Elektroden 22, 23 und

deren Parallelschaltung die Stromdichte an den Kontaktflächen zum Gewebe weit unter der kritischen Größe bleibt.

Durch die in Fig. 2 dargestellte, schräg nach oben weisenden Anordnung der Schneideelektrode 21 in ihrer Ruhestellung ergibt sich als weiterer Vorteil, daß die Kontaktfläche zwischen der Schneideelektrode 21 und dem Gewebe 40 zunächst relativ gering ist, so daß die Stromdichte im Bereich der Schneideelektrode 21 zur Ingangsetzung des Schneidvorgangs trotz anliegender niedriger Hochfrequenzspannung hoch genug ist.

Bei Beginn des Schneidvorgangs ist eine relativ niedrige Hochfrequenzspannung erforderlich, da beim Ansetzen der Schneideelektrode 21 am Gewebe zunächst ein direkter Ohm'scher Kontakt besteht. In diesem Fall liegt eine lineare, nahezu reelle Last vor.

Wird der HF-Strom eingeschaltet und ist der Stromfluß groß genug, verdampft Zellflüssigkeit in dem an der Schneideelektrode 21 anliegenden Gewebe 21, so daß die Gewebszellen durch Dampfdruck aufgesprengt werden und sich das Gewebe trennt. Hierdurch geht die direkte Berührung zwischen Schneideelektrode 21 und Gewebe 40 verloren, so daß die Impedanz im Schneidestromkreis schlagartig größer, also hochohmiger wird und die vom Generator des HF-Geräts gelieferte Spannung ansteigen muß.

Damit wächst auch das elektrische Feld zwischen der Schneideelektrode 21 und dem Gewebe 40 so daß sich zwischen der Schneideelektrode 21 und dem Gewebe 40 eine Glimmentladung oder bei entsprechender Energiedichte ein Lichtbogen ausbilden kann.

Die Schneideelektrode läßt sich dann leicht und ohne Druck durch das Gewebe 40 führen.

Damit ein in dieser Reihenfolge ablaufender Schneidvorgang durchführbar ist, ist die in Fig. 5 dargestellte hochohmige Leistungscharakteristik des HF-Stromkreises erforderlich.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgische Vorrichtung zur wahlweisen bipolaren Koagulation oder Gewebstrennung mit einem länglichen Instrumentengehäuse (10), an dem ein Führungsrohr (14) für drei darin gegeneinander isoliert montierte Kontaktstangen (11, 12, 13) angeordnet ist, wobei zwei der Kontaktstangen (11, 12, 13) mit ihren freien Enden als Koagulationselektroden (22, 23) und die dritte, insbesondere die mittlere (11) als Schneideelektrode (21) dient, die mittels einer Betätigungsverrichtung (15) auf die beiden Koagulationselektroden (22, 23) zu oder hindurch bewegbar ist, und mit einer Schaltvorrichtung (16), mit deren Hilfe in einer ersten Schaltstellung ein für die bipolare Koagulation geeigneter HF-Strom an die Koagulationselektroden (22, 23) anlegbar ist und in einer zweiten Schaltstellung die Koagulationselektroden (22, 23) parallel geschaltet sind, während an die Schneidelektrode (21) eine für die Gewebstrennung geeignete Spannung anlegbar ist.
2. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der der Schaltvorrichtung (16) ein HF-Übertrager (17) vorgeschaltet ist, der im Instrumentengehäuse (10) eingebaut ist und dessen Sekundärwicklung (19) einen Mittelabgriff (20) aufweist.
3. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 2, bei der zwischen der Primärwicklung (18) des HF-Übertragers (17) und zwischen dem einen Ende (24) und dem Mittelabgriff (20) der Sekundärwicklung

lung (19) ein Übersetzungsverhältnis von etwa 1 : 1 besteht und zwischen der Primärwicklung (18) und der gesamten Sekundärwicklung (19) ein Übersetzungsverhältnis von wenigstens 2 : 1 besteht.

4. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 3, bei der die Schaltvorrichtung (16) einen Schalter (26) mit einem Kontaktfedern (27) tragenden Schaltschieber (28) aufweist, der mit einer Schaltplatine (29) zusammenwirkt, deren Kontakte (30) mit den Elektroden (21, 22, 23) und/oder den Anschlüssen (20, 24, 25) verbunden sind, um in der ersten Schaltstellung jeweils eine der Koagulationselektroden (22, 23) mit dem Anfang (24) bzw. dem Mittelabgriff (20) der Sekundärwicklung (19) und in der zweiten Schaltstellung die beiden Koagulationselektroden (22, 23) mit dem Anfang (24) und die Schneidelektrode (21) mit dem Ende (25) der Sekundärwicklung (19) zu verbinden.

5. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Kontaktstangen (11, 12, 13) in einem fest mit dem Instrumentengehäuse (10) verbundenen Kontaktklemmstück (31) befestigt und dort zur elektrischen Verbindung mit der Schaltvorrichtung (16) kontaktiert sind.

6. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der das Führungsrohr (14) axial gegen das Instrumentengehäuse (10) und gegen die Kontaktstangen (11, 12, 13) verschiebbar ist.

7. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 6, bei der das Führungsrohr (14) an einem axial gegen das Instrumentengehäuse verschiebbaren Gleitstück (32) befestigt ist und bei der zu gezielten Verschiebung des Führungsrohrs (14) gegen das Instrumentengehäuse ein zangenartiger Handgriff (15) vorgesehen ist, dessen einer Schenkel (15') mit dem Instrumentengehäuse (10) und dessen anderer Schenkel (15'') mit dem Gleitstück (32) verbunden ist.

8. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der der zangenartige Handgriff als Federhandgriff (15) ausgebildet ist.

9. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Kontaktstangen (11, 12, 13) durch ein Isolierstück (33) hindurchgeführt und zumindest axial fest mit diesem verbunden sind, welches (33) axial verschiebbar im Führungsrohr (14) angeordnet ist.

10. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die die Schneidelektrode (21) tragende Kontaktstange (11) eine derart geformte und isolierte Ausbiegung (34) aufweist, die bei einer durch Verschieben des Führungsrohrs (14) bewirkten Abwärtsbewegung als Abstandshalter zwischen die beiden Koagulationselektroden (22, 23) tragenden Kontaktstangen (12, 13) eingeführt wird.

11. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 10, bei der die Ausbiegung (34) der die Schneidelektrode (21) tragenden Kontaktstange (11) mit Isolierschlauch (35) überzogen ist.

12. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die die Schneidelektrode (21) tragenden Kontaktstange (11) mit einem nach oben weisend abgebogenen Abschnitt (36) aus dem Isolierstück (33) herausgeführt ist, so daß beim Verschieben des Führungs-

rohrs (11) eine zangenartige Abwärtsbewegung der Schneidelektrode (21) an der Kontaktstange (11) gegenüber den Koagulationselektroden (22, 23) an den anderen beiden Kontaktstangen (12, 13) bewirkt wird.

13. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die die Koagulationselektroden (22, 23) bzw. die diese tragenden Kontaktstangen (12, 13) einem größeren Durchmesser aufweisen als die Schneidelektrode (21) bzw. die diese tragende Kontaktstange (11).

14. Elektrochirurgische Vorrichtung nach Anspruch 13, bei der das Verhältnis der Durchmesser der Koagulationselektroden (22, 23) bzw. Kontaktstangen (12, 13) zum Durchmesser der Schneidelektrode (21) bzw. Kontaktstange (11) wenigstens 2 : 1, vorzugsweise größer als 3 : 1, insbesondere größer als 5 : 1 ist.

15. Elektrochirurgische Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der das Verhältnis der Oberflächen der die Koagulationselektroden (22, 23) tragenden Kontaktstangen (12, 13) zur Oberfläche der mit ihrem freien Ende als Schneidelektrode (21) wirkenden Kontaktstange (11) mindestens bei 4 : 1 liegt.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

Fig.1

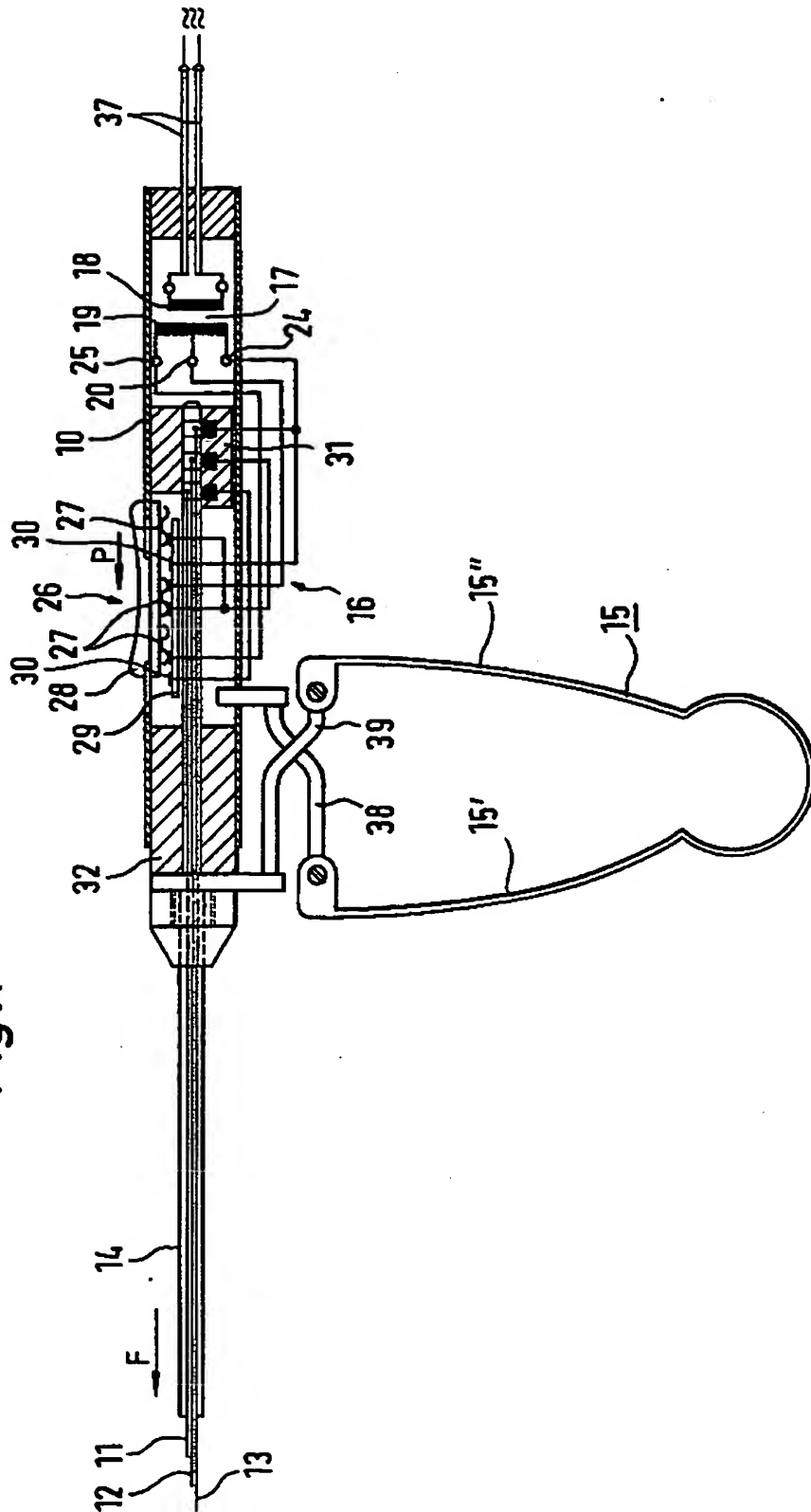


Fig. 2

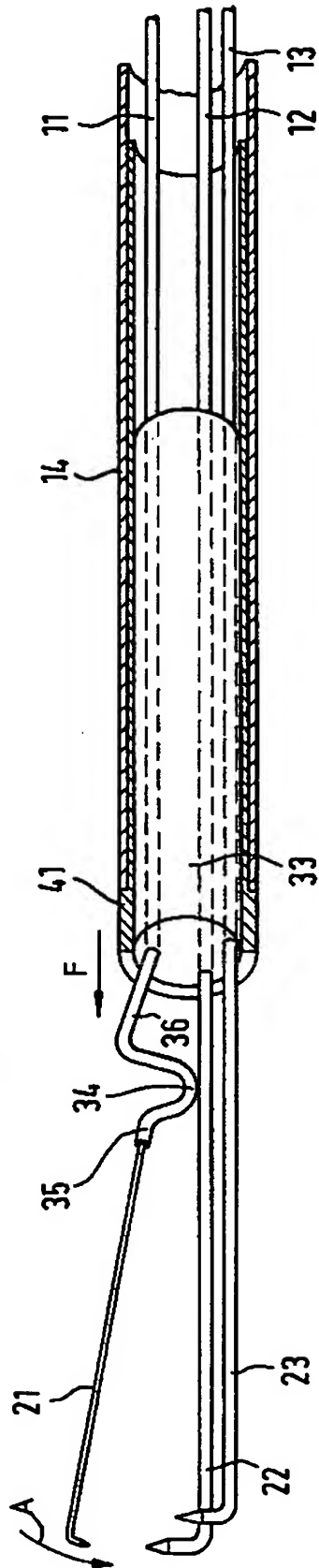


Fig. 4

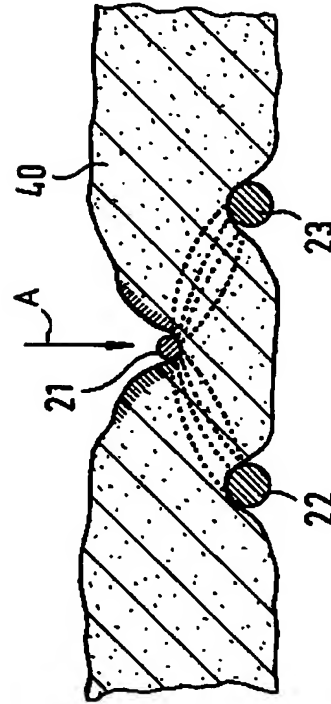


Fig. 3

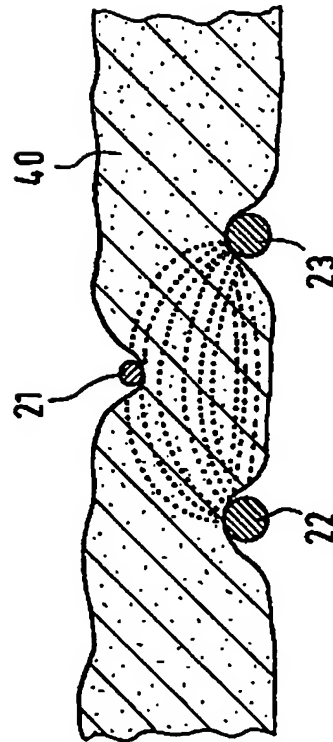


Fig. 5

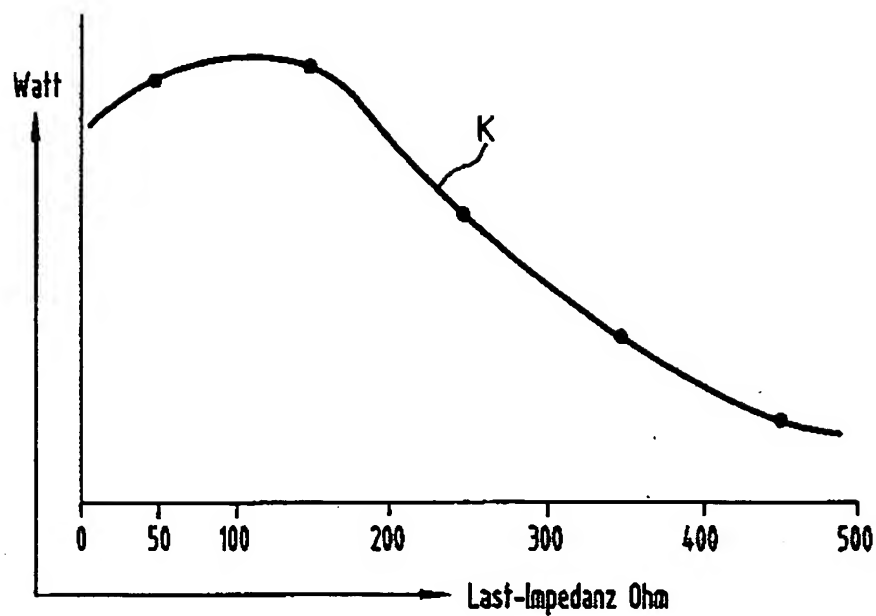


Fig. 6

